

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования

**«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г.ЧЕРНЫШЕВСКОГО»**

Кафедра математической теории упругости и биомеханики

**Биомеханический анализ степени подвижности костных отломков
длинных трубчатых костей при различных вариантах фиксации**

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

студента 4 курса 431 группы

направления 01.04.03 – Механика и математическое моделирование

механико-математического факультета

Крюкова Артёма Дмитриевича

Научный руководитель
профессор, д.ф.-м.н., доцент

И.В. Кириллова

Зав. кафедрой
зав. кафедрой, д.ф.-м.н., профессор

Л.Ю. Коссович

Саратов 2026

Введение. К длинным трубчатым костям скелета человека относятся бедренная, большеберцовая, малоберцовая, плечевая, локтевая и лучевая кости. Среди них бедренная кость является самой массивной и наиболее нагруженной, поэтому её переломы, особенно чрезвертельные, представляют собой серьёзную клиническую и биомеханическую проблему, занимая одно из ведущих мест среди травм опорно-двигательного аппарата у пожилых людей.

Конечно-элементное моделирование (FEA) позволяет без проведения дорогостоящих и этически сложных экспериментов оценить напряжённо-деформированное состояние системы «кость – имплантат». В данной работе с помощью пакета ANSYS проведён сравнительный анализ двух методов остеосинтеза чрезвертельного перелома – блокируемого интрамедуллярного стержня и накостной пластины Targon FN – при осевой (**700 Н [1]**), поперечной (**100 Н [1]**) и крутящей (**10 Н·м [1]**) нагрузках.

Объект исследования – биомеханическая система «проксимальный отдел бедренной кости – фиксирующая конструкция» при осевых, поперечных и крутящих нагрузках.

Предмет исследования – количественные характеристики подвижности костных отломков (осевое смещение, поперечное смещение, угол поворота) и напряжённо-деформированное состояние имплантатов и костной ткани.

Цель работы – провести биомеханический анализ степени подвижности костных отломков при двух вариантах фиксации чрезвертельного перелома бедренной кости с помощью конечно-элементного моделирования в ANSYS и определить оптимальный метод остеосинтеза.

Для достижения цели решались следующие **задачи**:

1. На основе анализа литературы обосновать критерии оценки биомеханической стабильности – допустимые смещения и напряжения.
2. Построить конечно-элементные модели двух вариантов фиксации в среде ANSYS Workbench, задав геометрию, материалы, граничные условия и контакты.

3. Выполнить статические расчёты при трёх типах нагружения (осевая, поперечная, кручение).
4. Сравнить полученные результаты по смещениям, углам поворота и напряжениям.
5. Дать практические рекомендации по выбору метода остеосинтеза чрезвертельных переломов.

Методы исследования включали аналитический обзор литературы, конечно-элементное моделирование в статической постановке, трёхмерное твердотельное моделирование в среде SpaceClaim, структурный анализ в ANSYS Workbench, а также визуализацию и сравнительный анализ результатов.

Структура и объём работы. Бакалаврская работа состоит из определений, обозначений и сокращений; введения; трех разделов, заключения и списка использованных источников.

Первый раздел «Теоретические основы биомеханики остеосинтеза длинных трубчатых костей». Переломы проксимального отдела бедренной кости, особенно чрезвертельные переломы, занимают одно из ведущих мест среди травм у пожилых людей. По статистике, до **40%** всех переломов бедра приходятся именно на эту зону. Чрезвертельные переломы возникают в зоне между большим и малым вертелом – области, испытывающей высокие механические нагрузки.

Подвижность костных отломков – это взаимное перемещение фрагментов кости под нагрузкой, которое характеризует стабильность фиксации [6]. Слишком большая подвижность (более **2 мм**) приводит к образованию фиброзной ткани и формированию ложного сустава, тогда как слишком малая (менее **0,1 мм**) тормозит активацию остеогенных клеток и замедляет регенерацию [3, 7]. В травматологии принято различать два типа стабильности:

- **Абсолютная стабильность** достигается при точной анатомической репозиции отломков и их жёсткой фиксации, создающей компрессию между фрагментами. Заживление при этом идёт первичное, без

образования видимой костной мозоли. Типичный пример – наkostная пластина с динамическим сжатием.

- **Относительная стабильность** подразумевает наличие контролируемой микроподвижности (обычно в пределах **0,2–2,0 мм** [7]), что стимулирует образование энхондральной костной мозоли и способствует вторичному сращению. Именно этот тип стабильности характерен для интрамедуллярных стержней и аппаратов внешней фиксации.

Наряду с хирургическими аспектами активно развиваются **численные методы анализа** биомеханических систем. Конечно-элементный анализ (FEA) является мощным вычислительным инструментом, позволяющим моделировать и анализировать напряжённо-деформированное состояние сложных биомеханических систем. Метод основан на дискретизации исследуемой области на множество малых элементов (тетраэдров, гексаэдров), для каждого из которых решаются уравнения механики деформируемого твёрдого тела, а затем результаты обобщаются для всей системы [12-18]. В ортопедической биомеханике FEA применяется для расчёта распределения напряжений в костной ткани и имплантате, оценки деформаций и перемещений костных отломков, выявления зон концентрации напряжений, потенциально приводящих к механической несостоятельности, а также для оптимизации геометрии фиксирующих конструкций.

В настоящей работе для моделирования использован пакет ANSYS Workbench, который позволяет импортировать CAD-геометрию, задавать нелинейные контакты, анизотропные свойства материалов и сложные граничные условия.

Одним из наиболее эффективных имплантатов для остеосинтеза проксимального отдела бедренной кости является система **Targon FN (B. Braun)** [20].

Второй раздел «Материалы и методы конечно-элементного моделирования». Подготовка трёхмерных моделей кости, интрамедуллярного стержня, наkostной пластины и винтов выполнялась в среде прямого

моделирования SpaceClaim, входящей в состав ANSYS Workbench [14]. Размеры и форма объектов принимались на основе среднестатистических анатомических данных и технических характеристик стандартных травматологических имплантатов [2, 20]. При необходимости выполнялась лёгкая адаптация геометрии (упрощение резьбы, удаление мелких фасок) для обеспечения качественной конечно-элементной сетки.

Построение модели кости. В качестве исходной геометрии используется трёхмерная твердотельная модель бедренной кости человека, полученная из открытого репозитория медицинских 3D-моделей [19] и импортированная в среду ANSYS Workbench в формате STEP [1, 14]. На этапе геометрической подготовки в среде SpaceClaim кость была разделена на два слоя: наружный кортикальный толщиной 3,5 мм и внутренний губчатый [11, 12]. Толщина кортикального слоя 3,5 мм выбрана на основании литературных данных для средней трети диафиза бедренной кости (диапазон 3–6 мм) [11, 12]. Модель кортикального слоя создана как разность между исходной геометрией и телом, моделирующим губчатую кость.

Моделирование наkostной пластины и винтов. Пластина создана выдавливанием прямоугольника 120×12 мм на толщину 4 мм, отверстия под винты диаметром 3,5 мм выполнены с шагом 15 мм [20]. За основу геометрии наkostной пластины была взята реальная конструкция Targon FN (производство B. Braun), широко применяемая для остеосинтеза проксимального отдела бедренной кости [20]. Техническое описание и геометрические параметры системы были изучены по документации производителя [20]. Винты – цилиндры диаметром 3,5 мм, длиной 30 мм, позиционированы в отверстиях и углублены в кость на 15 мм [20].

Моделирование интрамедуллярного стержня. Интрамедуллярный стержень моделировался в виде гладкого цилиндра (без резьбы) диаметром 10 мм, длиной 170 мм, расположенным внутри костномозгового канала [1, 12]. Стержень проходит через зону перелома и перекрывает его. Три блокирующих винта – цилиндры диаметром 4 мм, длиной 30 мм – устанавливаются

перпендикулярно оси стержня в дистальном (нижнем) отломке, пересекая кортикальный слой кости и стержень, на расстояниях, соответствующих стандартной хирургической технике [12]. Таким образом, геометрическая модель интрамедуллярного стержня включает три винта, расположенных в нижней части кости, что обеспечивает фиксацию стержня в дистальном отломке.

Граничные условия и нагрузки. Ориентация модели: ось X направлена вертикально вниз (вдоль длинной оси кости), ось Y – горизонтально влево, ось Z – на наблюдателя [1, 14]. Нижний торец нижнего отломка полностью закреплён (Fixed Support) [1, 14]. На верхнюю грань верхнего отломка прикладываются три типа нагрузок (отдельные расчёты):

- осевая нагрузка: Force, компонента X = -700 Н [1];
- поперечная нагрузка: Force, компонента Z = ± 100 Н [1];
- крутящий момент: Moment, компонента X = $\pm 10\,000$ Н·мм [1].

Нагрузки изменяются линейно (ramped) в течение одного шага нагружения [14]. Такой подход имитирует одноопорную стойку в раннем послеоперационном периоде [1]. Возможны и другие варианты граничных условий (например, шарнирное закрепление, приложение нагрузки под углом, имитация мышечных сил), однако для сравнительного анализа двух методов фиксации в одинаковых условиях простая консольная схема является достаточной [25].

Математическая постановка задачи. Рассматриваемая задача относится к классу статических задач теории упругости. Поведение модели описывается следующей системой уравнений.

Уравнения равновесия (в отсутствие объёмных сил):

$$\sigma_{ij,j}=0 \quad \text{в } \Omega.$$

Геометрические соотношения (связь деформаций и перемещений):

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad i,j=1,2,3.$$

Физические соотношения (обобщённый закон Гука для изотропного материала):

$$\sigma_{ij} = \lambda \theta \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij},$$

где $\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)}$ и $\mu = \frac{E}{2(1+\nu)}$ — упругие константы Ламе, $\theta = \varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33}$ — объёмная деформация (след тензора деформаций); δ_{ij} — символ Кронекера. Граничные условия (силовые и кинематические):

$$\sigma_{ij} n_j = t_i \text{ на } S_t, \quad u_i = u_i^{(S)} \text{ на } S_u.$$

Контактные условия на поверхностях взаимодействия тел:

$$u_i^{s_1} = u_i^{s_2}, \quad \sigma_{ij}^{s_1} = \sigma_{ij}^{s_2}.$$

Для контакта без разделения (No Separation) нормальные перемещения на контактной поверхности равны нулю:

$$u_n^{s_1} = u_n^{s_2} = 0.$$

Для пересчёта полученных деформаций в напряжения при анализе результатов используется одномерная форма закона Гука:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon,$$

где E — модуль упругости материала, ε — относительная деформация. Это соотношение применяется для оценки напряжений в имплантатах и костной ткани на основе эквивалентных деформаций, полученных в постпроцессоре ANSYS.

Эквивалентная деформация — это скалярная величина, которая характеризует интенсивность деформации в данной точке тела независимо от направления нагружения. В ANSYS она вычисляется по формуле:

$$\varepsilon_{eq} = \sqrt{\frac{2}{3} [(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2]},$$

где $\varepsilon_1, \varepsilon_2, \varepsilon_3$ — главные деформации (максимальные, средние и минимальные значения тензора деформаций в данной точке).

В третьем разделе «Результаты конечно-элементного анализа и их обсуждение» представлены результаты численного моделирования двух вариантов остеосинтеза чрезвертельного перелома: интрамедуллярный стержень

с тремя блокирующими винтами (все в дистальном отломке) и наkostная пластина Targon FN. Для каждого метода выполнены расчёты при осевой (700 Н [1]), поперечной (100 Н [1]) и крутящей (10 Н·м [1]) нагрузках. Ниже приведены количественные результаты, а на рисунках показаны поля деформаций и напряжений.

Сравнительный анализ при осевой нагрузке. При осевом сжатии общая деформация при стержне распределена равномерно по всей длине кости с максимумом в проксимальном отделе, тогда как при пластине деформация локализована в зоне контакта пластины с кортикальным слоем и вокруг дистальных винтов. Максимальная деформация кости при стержне выше (0,90685 мм), чем при пластине – 0,78 мм. Напряжения в имплантате при стержне (157 МПа) ниже, чем в пластине (164 МПа), однако концентрация напряжений в кости при стержне (128,5 МПа) значительно выше, чем при пластине (49,6 МПа). Это объясняется тем, что стержень передаёт нагрузку на кость по всей длине канала, а пластина – локально через винты. В обоих случаях максимальные напряжения в имплантатах локализованы в зоне перехода от винтов к пластине или в местах контакта винтов со стержнем. Таким образом, при осевой нагрузке стержень обеспечивает более физиологичное распределение деформаций, но создаёт более высокие напряжения в кости, в то время как пластина даёт жёсткую фиксацию с локальными пиками напряжений в имплантате.

Поперечное смещение верхнего отломка составило **0,78 мм**. Напряжения в имплантатах – **121,066 МПа**, в кости – **34,41 МПа**.

Сравнительный анализ при поперечной нагрузке. При поперечном нагружении общая деформация при стержне имеет более выраженный изгибной характер с максимумом смещения на боковой поверхности проксимального отломка, тогда как при пластине деформация сосредоточена в области пластины и дистальных винтов. Поперечное смещение при стержне (1,146 мм) значительно выше, чем при пластине (0,78 мм), что указывает на меньшую поперечную жёсткость стержневой фиксации. Напряжения в имплантате при стержне (190,8 МПа) выше, чем в пластине (121,1 МПа), и локализованы в зоне контакта

стержня с костномозговым каналом, тогда как в пластине пики напряжений приходятся на винты вблизи перелома. Напряжения в кости при стержне (71,6 МПа) также выше, чем при пластине (34,4 МПа). Таким образом, при поперечной нагрузке пластина обеспечивает более жёсткую фиксацию и меньшую деформацию кости, однако стержень, несмотря на большие смещения, сохраняет напряжения в безопасных пределах.

Угол поворота, рассчитанный по оси Z (наибольший размах), составил **0,27°**. Напряжения в имплантатах – **33,8 МПа** (по деформации 0,0003069), в кости – **20,0 МПа**.

Сравнительный анализ при крутящем моменте. При кручении общая деформация при стержне распределена по всей длине кости с максимумом на периферии проксимального отломка, тогда как при пластине деформация сосредоточена в зоне пластины и винтов, особенно вокруг дистальных винтов. Угол поворота при стержне (0,51°) почти в два раза больше, чем при пластине (0,27°), что указывает на более высокую ротационную жёсткость пластины. Напряжения в имплантате при стержне (116,9 МПа) значительно выше, чем в пластине (33,8 МПа), и локализованы в зоне контакта винтов со стержнем, тогда как в пластине пики напряжений приходятся на места изгиба пластины и вокруг винтов. Напряжения в кости при стержне (46,4 МПа) также выше, чем при пластине (20,0 МПа). Таким образом, при кручении пластина обеспечивает значительно более высокую ротационную стабильность и меньшие напряжения как в имплантате, так и в кости, что является её преимуществом.

Осевая стабильность. Осевое смещение при стержне (0,516 мм) находится в оптимальном диапазоне 0,2–2,0 мм, что способствует стимуляции вторичного костеобразования [7]. Пластина обеспечивает почти абсолютную стабильность (0,26 мм), что может замедлять регенерацию [7]. Напряжения в стержне (157 МПа) ниже, чем в пластине (164 МПа), и оба значения безопасны (предел текучести титана ≈ 880 МПа [1, 11]). Напряжения в кости при стержне (128,5 МПа) выше, чем при пластине (49,6 МПа), но всё ещё находятся в

допустимых пределах (100–150 МПа для кортикальной кости [3, 11]). Следовательно, с точки зрения осевой стабильности стержень предпочтительнее.

Поперечная стабильность. Поперечное смещение при стержне (1,146 мм) оказалось больше, чем у пластины (0,78 мм). Это может быть связано с особенностями контакта стержня с костномозговым каналом и отсутствием жёсткой фиксации в поперечном направлении [9]. Тем не менее, оба значения клинически приемлемы для ранней функциональной нагрузки [5]. Напряжения в имплантатах при стержне (191 МПа) выше, чем в пластине (121 МПа), но остаются безопасными [11]. Напряжения в кости при стержне (71,6 МПа) выше, чем при пластине (34,4 МПа), но не превышают предела прочности.

Ротационная стабильность. Пластина демонстрирует лучшую ротационную жёсткость ($0,27^\circ$ против $0,51^\circ$), что связано с её жёсткой фиксацией винтами и расположением на поверхности [20, 25]. Однако оба угла клинически допустимы (до $2\text{--}3^\circ$) [5]. Напряжения в пластине при кручении (33,8 МПа) существенно ниже, чем в стержне (116,9 МПа), что также является преимуществом пластины [25].

Напряжения в кости. При всех типах нагружения напряжения в кости для обоих методов не превышают **130 МПа**, что безопасно [11]. Наиболее высокие значения отмечены для стержня при осевой нагрузке (**128,5 МПа**), что близко к верхней границе, но всё же допустимо [3].

Заключение. В ходе выполнения данной работы был проведён биомеханический анализ степени подвижности костных отломков при двух вариантах фиксации чрезвертельного перелома бедренной кости – с использованием интрамедуллярного стержня (с тремя блокирующими винтами в дистальном отломке) и накостной пластины Targon FN. Анализ выполнялся методом конечно-элементного моделирования в среде ANSYS Workbench при трёх типах нагружения: осевая (700 Н), поперечная (100 Н) и крутящая (10 Н·м). Теоретический анализ показал, что оптимальная осевая подвижность для стимуляции вторичного костеобразования лежит в диапазоне 0,2–2,0 мм [7], а конечно-элементный метод является адекватным инструментом для

количественной оценки биомеханических параметров [9, 14]. Получены следующие количественные результаты.

При использовании интрамедуллярного стержня:

- **Осевое смещение** верхнего отломка при нагрузке 700 Н составило **0,516 мм**, что находится в оптимальном диапазоне 0,2–2,0 мм, что свидетельствует о достаточной стабильности для стимуляции вторичного костеобразования [7]. Напряжения в стержне при этом достигли **157,1 МПа**, что значительно ниже предела текучести титана (≈ 880 МПа) [1, 11], запас прочности $\approx 5,6$. Напряжения в кости – **128,5 МПа**, что не превышает предел прочности кортикальной кости (100–150 МПа) [3, 11].
- **Поперечное смещение** при нагрузке 100 Н составило **1,146 мм**, что больше, чем при пластине, но остаётся в допустимых пределах для ранней функциональной нагрузки [5]. Напряжения в стержне – **190,8 МПа**, в кости – **71,6 МПа**, оба значения безопасны.
- **Угол поворота** при крутящем моменте 10 Н·м составил **0,51°**, что клинически допустимо (до 2–3°) [5] и свидетельствует о достаточной ротационной стабильности стержневой фиксации. Напряжения в стержне – **116,9 МПа**, в кости – **46,4 МПа**.

При использовании наkostной пластины Targon FN:

- **Осевое смещение** при нагрузке 700 Н составило **0,26 мм**, что соответствует почти абсолютной стабильности, однако может замедлять регенерацию из-за недостаточной микроподвижности [7]. Напряжения в пластине и винтах – **164,23 МПа**, в кости – **49,64 МПа**, оба значения безопасны.
- **Поперечное смещение** при нагрузке 100 Н составило **0,78 мм** – значительно меньше, чем у стержня, что указывает на более высокую поперечную жёсткость пластины. Напряжения в имплантатах – **121,1 МПа**, в кости – **34,4 МПа**.
- **Угол поворота** при кручении составил **0,27°**, что почти вдвое меньше, чем у стержня, и подтверждает высокую ротационную стабильность пластины

[17, 25]. Напряжения в имплантатах – **33,8 МПа**, в кости – **20,0 МПа**, что существенно ниже, чем в стержне.

Сравнительный анализ показал, что:

- По осевой стабильности интрамедуллярный стержень предпочтительнее, так как обеспечивает оптимальную микроподвижность (0,516 мм) и более низкие напряжения в имплантате (157 МПа против 164 МПа у пластины), при этом напряжения в кости (128,5 МПа) остаются в допустимых пределах.
- По поперечной стабильности пластина обеспечивает меньшие смещения (0,78 мм против 1,146 мм) и более низкие напряжения как в имплантате (121 МПа против 191 МПа), так и в кости (34,4 МПа против 71,6 МПа). Однако стержень, несмотря на большие смещения, сохраняет безопасный уровень напряжений.
- По ротационной стабильности пластина значительно превосходит стержень: угол поворота $0,27^\circ$ против $0,51^\circ$, напряжения в имплантате 33,8 МПа против 116,9 МПа, в кости 20,0 МПа против 46,4 МПа. Это делает пластину предпочтительной в случаях, когда требуется максимальная ротационная жёсткость.